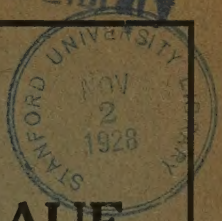
Lane Medical Library



ÜBER DEN ZEITLICHEN ABLAUF DER STROMSTÄRKE DER BLUTBEWEGUNG

Aus dem
physiologischen Institut der Universität Basel
Vorsteher: Prof. Brömser

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnheilkunde;

der Hohen medizinischen Fakultät
der Universität Basel

vorgelegt von

Fritz Jourdan, med. dent. pract.
von Basel

Über den zeitlichen Ablauf der Stromstärke der Blutbewegung

Aus dem physiologischen Institut der Universität Basel
Vorsteher: Prof. Brömser

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnheilkunde;

der Hohen medizinischen Fakultät
der Universität Basel

vorgelegt von

Fritz Jourdan, med. dent. pract.
von Basel

BASEL
SCHWEIZ. VERLAGS-DRUCKEREI G. BÖHM
1927

Von der medizinischen Fakultät genehmigt
auf Antrag von Herrn Prof. Brömser.

Basel, 9. Mai 1927.

Meinen lieben Eltern
gewidmet

Über den zeitlichen Ablauf der Stromstärke der Blutbewegung.

In der vorliegenden Arbeit soll die Möglichkeit der Bestimmung des zeitlichen Ablaufs des Blutstroms während eines Herzschlags und des Schlagvolumens behandelt werden. Gelingt es, den zeitlichen Ablauf der Stromstärke in Form einer Kurve in ähnlicher Art zu registrieren, wie es die Sphygmographie gestattet, den zeitlichen Ablauf des Drucks graphisch aufzuzeichnen, so hat das neben einer wissenschaftlichen Bedeutung auch einen gewissen Wert für klinische Untersuchungen, zur praktischen Verwertung. Ausser der Kenntnis des zeitlichen Ablaufs der Geschwindigkeitskurve ist von massgebender Bedeutung die Bestimmung des Schlagvolumens des Herzens, welche zweifellos als wichtiges diagnostisches Hilfsmittel zu bewerten ist. Unsere Versuche erstrecken sich auf Feststellung dieser beiden Grössen in der freigelegten Aorta ascendens der Katze. Ausser der Mitteilung der eigenen Versuche soll die Arbeit eine historische Uebersicht über die bisherigen Methoden der Bestimmung der Blutgeschwindigkeit und des Schlagvolumens und über deren Anwendung beim Menschen enthalten.

a. Stromuhr.

Die älteste bekannte Methode zur Messung der Blutgeschwindigkeit ist die mit Hilfe der von *Ludwig* angegebenen Stromuhr; ein Vorläufer derselben ist das 1846 von *Volkmann* angegebene Hämodromometer[1]). Dieses besteht aus einem U-Rohr von bekanntem Inhalt, das in den Kreislauf eingebunden wird. Es ist mit Wasser gefüllt und wird durch Oeffnen eines Hahnes mit dem Kreislauf verbunden. Die Zeit, die nötig ist, um den bekannten Wassergehalt des U-Rohres durch

[1]) *Hüttenhain*, Observationes de sanguinis circulatione haemodromometri ope institutae. Inaug.-Diss., Halle 1846.

Blut zu ersetzen, erlaubt, das Sekundenvolumen der Blutbewegung zu berechnen. Die Messung kann natürlich nur einmal vorgenommen werden; schon deshalb und wegen der kurzen Zeit der Beobachtung — infolge der Kleinheit des U-Rohres — ist das Ergebnis unsicher; bei grösster Genauigkeit erhält man nur einen Mittelwert der Blutgeschwindigkeit.

Die beiden technischen Nachteile des Hämodromometers, die einmalige Beobachtung und die kurze Versuchsdauer, hat *Ludwig* mit seiner Stromuhr ausgeschaltet[2]). Die Konstruktion derselben dürfte so allgemein bekannt sein, dass es sich füglich erübrigt, näher darauf einzugehen, wie *Ludwig* die beiden Nachteile beseitigt, indem abwechselnd einer der beiden Glaskolben, die gleich gross und von bekanntem Inhalt mit einem U-Rohr unter einander verbunden sind, während einer gewissen Zeitdauer immer wieder durch das strömende Blut gefüllt wird. Die Konstruktion der Stromuhr gestattet es aus diesem Grund, den Versuch über eine längere Zeitdauer auszudehnen und die gleiche Ablesung mehrere Male zu wiederholen. Aus dem Inhalt der Kolben, der Anzahl der Ablesungen und der Versuchsdauer lässt sich die Geschwindigkeit ohne weiteres berechnen. Es sei noch erwähnt, dass *Tigerstedt* eine abgeänderte Stromuhr konstruiert hat, die der *Ludwig*'schen nachgebildet ist.

Eine registrierende Stromuhr wurde von *Huerthle*[3]) angegeben. Sie stellt einen Versuch dar, den Ablauf der Geschwindigkeit zu registrieren. In einem feststehenden, senkrechten Zylinder bewegt sich eine gut eingepasste Hartgummischeibe, deren Bewegungen mittels einer Stange und Rolle und Faden auf einen Hebel übertragen werden. Das Blut tritt durch eine Drehscheibe in den Zylinder ein und drückt den Kolben und das darüber befindliche Blut nach oben; dieses wird durch ein Rohr wieder nach unten durch die Drehscheibe in die Arterie geführt. Ist der Kolben am oberen Ende des Zylinders angelangt, so wird die Drehscheibe um 180° gedreht, dadurch wird Zufluss- und Abflussrohr unter der Drehscheibe mit Zufluss- und Abflussrohr oberhalb derselben vertauscht, was eine Umkehrung des Kreislaufes oberhalb der Drehscheibe bedeutet. Die Leistung des Kolbens als Registrierinstrument ist sehr schlecht, so dass die Kurven an ihrem Auf- und Abstieg wohl die einzelnen Herzschläge erkennen lassen, aber keine Einzelheiten.

[2]) *Dogiel*, Die Ausmessung der strömenden Blutvolumina. Sitzungsber. der k. sächs. Ges. d. Wiss. zu Leipzig, XX 1868, p. 200.

[3]) Arch. ital. de biol. *36*, p. 53, 1901, u. Beschreibung einer registrierenden Stromuhr: Pflüger's Arch. *97*, p. 183, 1903.

Technisch zeigt diese Stromuhr gegenüber der Ludwig'schen keine Verbesserung, wohl aber gibt sie einen Ausblick auf ein seither erstrebtes Ziel. Eine ähnliche Stromuhr hat *Burton-Opitz*[4]) konstruiert. Eine vereinfachte Uhr für den foetalen Kreislauf stammt von *Cohnstein* und *Zuntz*[5]). Der Vollständigkeit halber seien noch die Stromuhren von *Trendelenburg*[6]) und von *Ishikawa* und *Starling*[7]) erwähnt, ferner in globo die Methoden zur Messung des Ausflusses aus einer Vene.

b. Hydrometrisches Pendel.

Schon 50 Jahre vor der *Huerthle*'schen Stromuhr hat *Vierordt*[8]) den Versuch gemacht, mit einem *hydrometrischen Pendel* die Aenderungen der Blutgeschwindigkeit innerhalb einer kürzeren Zeitperiode zu registrieren. Die Ausschläge eines frei in die Strombahn hängenden Pendels sind abhängig von der Blutgeschwindigkeit. *Vierordt* setzte ein Glaskästchen, das die Strömung nicht wesentlich aufhält und in dessen Inneren sich das Pendel befindet, in die Strombahn ein und registrierte die Pendelausschläge mittels einer Hebelvorrichtung, aber von Hand auf die Schreibtrommel. So unvollkommen diese Versuchsanordnung an sich ist, so lässt sich deren Prinzip bis zu einem gewissen Grade gut verwerten. Mit Hilfe einer *Marey*'schen Kapsel und Lufttransmission auf eine Schreibkapsel haben *Chauveau* und *Lortet*[9]) das hydrometrische Pendel verbessert und Versuche damit angestellt. Die registrierten Kurven zeigen gewisse Einzelheiten, zur richtigen Darstellung der Geschwindigkeitskurve reichte jedoch die Leistung des Registrierapparates ebensowenig aus wie bei der direkten Registrierung des Pendels.

c. Prinzip der *Pitot*'schen Röhrchen.

In der Technik wird ein Prinzip zur Messung von Flüssigkeitsströmung benutzt, worauf bereits *Bernoulli* aufmerksam gemacht hat und das auch in die Physiologie Eingang gefunden hat: *Das Prinzip der Pitot'schen Röhrchen.* Zwei Röhrchen werden in einen Flüssigkeitsstrom

[4]) Eine Stromuhr für die Messung der Blutvolumina der Venen. Pflüg. Arch. *121*, p. 150. 1908.

[5]) Unters. über das Blut, den Kreislauf u. die Atmung. Pflüg. Arch. *34*, 173. 1884.

[6]) Zeitschr. f. Biol. *65*, 13. 1915.

[7]) Journal of physiology *45*, 164. 1912.

[8]) Die Erscheinungen und Gesetze der Stromgeschwindigkeiten des Blutes. 1. Auflage. 1858.

[9]) Chauveau, Bertholus et Laroyenne, Vitesse de la circulation dans les artères du cheval d'après les indications d'un nouvel hémodromètre. Journ. de physiol. de l'homme, III, p. 695, 1860. *Lortet*, Recherches sur la vitesse du cours du sang dans les artères du cheval au moyen d'un nouvel hémodromographe. Paris 1867.

eingesenkt, das eine mit der Oeffnung gegen den Strom, das zweite mit der Oeffnung in der Richtung des Stromes. Die in den Röhrchen befindlichen Flüssigkeitssäulchen zeigen eine Druckdifferenz, die von der Strömungsgeschwindigkeit abhängig ist. Eine Registrierung dieser Druckdifferenz nahmen *Cybulski*[10]) und *Frank*[11]) mit verschiedenen Differentialmanometern vor. Eine ähnliche Versuchungsanordnung verwandte *Fleisch*[12]).

d. Venturimeter.

Ein weiteres Prinzip der Technik zur Geschwindigkeitsmessung findet sich im *Venturimeter*[13]). In der Physiologie ist es von *Daly*[14]) verwandt worden. In einem plötzlich sich verengernden Rohr wird die Geschwindigkeit der Stromflüssigkeit grösser und der Druck auf die Seitenwände geringer. Beim Anstieg auf den alten Querschnitt macht sich in praxi eine Druckdifferenz gegenüber der Stelle vor der Verengerung bemerkbar, die ungefähr proportional dem Quadrat der Stromstärke ist[15]). Mit Hilfe eines Differentialmanometers lässt sich diese Druckdifferenz registrieren und aus der Kurve der Ablauf der Stromstärke entziffern.

Es ist klar, dass die Resultate der angegebenen Geschwindigkeitsmessungen der Stromuhr und der Pitot'schen Röhrchen nur durch die Pulsfrequenz zu dividieren sind, um das Schlagvolumen zu erhalten, vorausgesetzt, dass die Messungen in der Nähe des Herzens, z. B. an der Aorta ascendens, vorgenommen werden. Mit der Stromuhr sind z. B. solche Messungen vorgenommen worden; zuerst am künstlichen Kreislauf von *Stolnikow* und *Pawlow*[16]) im *Ludwig*'schen Laboratorium und von *Martin*[17]). Erst 1891 ist es *Tigerstedt*[18]) gelungen, nach vielen vergeblichen Versuchen seine Stromuhr direkt in die ungeteilte Aorta einzubinden. Er konnte dies erreichen auf Grund der Tatsache, dass die Blutzufuhr zu den Kammern durch eine über die Vorhöfe gelegte Klemme 3—5 Minuten lang abgesperrt werden kann, ohne dass das Tier stirbt.

[10]) Pflüg. Arch. *37*, 382. 1885.
[11]) Zeitschr. f. Biologie *37*, 1. 1898.
[12]) Pflüg. Arch. *178*, 31. 1920.
[13]) *Abderhalden*, Handb. d. biolog. Arbeitsmethoden, Abt. Vp. 498: *H. Staub*, die Bestimmung der Geschwindigkeit des Blutstroms.
[14]) Proc. of the Physiol. Soc., March. 20. 1926.
[15]) *A. Föppl:* Technische Mechanik I 364, Leipzig 1905.
[16]) *Stolnikow*, Arch. f. (Anat. u.) Physiologie *1886*, p. 1; *Pawlow*, ebendas. *1887*, p. 451.
[17]) *Martin*, A new method of studying the mammalian heart Studies from the biological laboratory of the Johns Hopkings Univ. II, 119.
[18]) *Tigerstedt*, Skandinav. Arch. *3*, p. 145. 1897, u. *19*, p. 1. 1907.

e. Prinzip von *Zuntz*.

Zuntz[19]) mass das Schlagvolumen als diejenige Blutmenge, die eingeführt werden muss, um während eines durch Vagusreiz bewirkten Herzstillstandes den Blutdruck auf normaler Höhe zu erhalten. Weitere Verbreitung scheint diese Methode nicht gefunden zu haben.

Bis jetzt haben wir Methoden zur Blutgeschwindigkeits- und Schlagvolumenmessung angeführt, die nur auf operativem Wege ausgeführt werden konnten. Weitere Methoden, die mit kleiner oder ohne Operation auskommen, beruhen auf der Bestimmung des Gasgehaltes des Blutes und der Ein- und Ausatmungsluft an körpereigenen oder körperfremden Gasen. Dem Vorteil der Unblutigkeit dieser Methoden steht der Nachteil gegenüber, dass durch diese Methoden nur das Schlagvolumen, keinesfalls aber der zeitliche Ablauf der Geschwindigkeitskurve bestimmt werden kann. Auf sie soll weiter unten näher eingegangen werden.

f. Tachographie.

Bis heute dürften vor allem die Geschwindigkeitskurven von *Kries* und *Frank* einen erheblichen Anspruch auf Genauigkeit machen. Sie registrierten dieselben mit Hilfe der Tachographie. Die mit dem Plethysmographen registrierte Volumpulskurve wird hervorgerufen durch den arteriellen Zustrom, da der venöse Abfluss wegen seiner Konstanz unberücksichtigt bleiben darf. Der erste Differentialquotient dieser Volumpulskurve bedeutet die Geschwindigkeit der Volumveränderung und ist proportional der Strömungsgeschwindigkeit[20]). *V. Kries*[21]) hat ein Verfahren ersonnen — das *Frank*[22]) verbessert hat —, diese Geschwindigkeitskurve direkt zu verzeichnen. Bringen wir an der Wand der Registrierkapsel, die mit dem Plethysmographen in Verbindung steht, ein seitliches Loch an, so entsprechen die Ausschläge der Registrierkapsel dem gesuchten Differentialquotienten, d. h. sie geben eine Geschwindigkeitskurve.

g. Methode nach *Fick*.

Fick hat zuerst eine Methode angegeben zur Messung des Schlagvolumens mit Hilfe des Lungenkreislaufes, welche eine erhebliche Ent-

[19]) *Zuntz*, Pflüger's Arch. *55*, p. 521, 1894.
[20]) *A. Fick*, Untersuchungen aus dem physiolog. Labor. d. Zürcher Hochschule I. Wien 1869.
[21]) Arch. f. (Anat. u.) Physiologie *1887*, p. 254.
[22]) Zeitschr. für Biologie *50*, p. 303. 1908.

wicklungsmöglichkeit einschloss. *Fick*[23]) kam in dem Bestreben, eine für den Menschen brauchbare Methode zu finden, auf den Gedanken, mit Hilfe der Atmungs- und Blutgase das Schlagvolumen zu bestimmen. Die anfänglichen Versuche wurden von ihm und seinen Schülern und Nachfolgern operativ an Tieren vorgenommen, dadurch den Weg zur Verwendung der Methode am Menschen vorbereitend. Wie das langsam Schritt für Schritt erreicht wurde, zeigt uns die Geschichte der Herzschlagvolumen-Messungen mit Hilfe der verschiedensten körpereigenen und körperfremden Gase. Er benützt die Menge des eingeatmeten Sauerstoffs, der ausgeatmeten Kohlensäure und die Spannungsdifferenz von O_2 und CO_2 in arteriellem und venösem Blut als Faktoren zur Berechnung der Zirkulation resp. des Schlagvolumens. Die Methode begegnet im Tierversuch keinen besonderen Schwierigkeiten.

Vom rechten Herzen oder vom linken oder von einer Arterie wird Blut gewonnen. Zu gleicher Zeit wird das Atmungsvolumen pro Minute gemessen und die CO_2-Zunahme und der O_2-Verlust der Ausatmungsluft gegenüber der Einatmungsluft bestimmt. Eine einfache Ueberlegung sagt uns nun, dass die pro Minute aufgenommene Sauerstoffmenge dividiert durch die Differenz des O_2-Gehaltes in arteriellem und venösem Blut im Liter gemessen uns die Zirkulation in Minutenliter ergibt.

$$\frac{O_2\text{-Aufnahme in Min.}}{\text{arterieller } O_2 - \text{venöser } O_2 \text{ in Lt.}} = \text{Zirkulation in Minutenliter oder}$$

prinzipiell gleich für CO_2:

Also

$$\frac{CO_2 \text{ — Abgabe in 1 Min.}}{\text{venöse } CO_2 - \text{arterielle } CO_2 \text{ in Lit.}} = \text{Zirkulation in Min.-Lit.}$$

Zu Kontrollzwecken zuerst und dann zur Eichung unserer Kurven haben wir selber die verschiedensten Versuche nach *Fick* angestellt, von denen dann einige im experimentellen Teil folgen sollen.

Viel Mühe und Scharfsinn wurde darauf verwendet, diese Methode unblutig am Menschen verwenden zu können. *Haldane* konnte nachweisen, dass das Blut im Spannungsausgleich mit den Gasen der Alveolarluft die Lungen verlässt. Reine Alveolarluft kann man aus dem distalen Ende eines langen Rohres entnehmen, in das maximal ausgeatmet wurde. *Plesch* stellte den Spannungsausgleich zwischen Alveolarluft und venösem Blut dadurch her, dass er aus einem Gefäss ein geeignetes Gasgemisch

[23]) *Fick*, Ueber die Messung des Blutquantums in den Herzventrikeln. Ges. Werke III, 573, 1870.

einige Zeit ein- und ausatmen liess. Diese nach *Haldane* und *Plesch* gewonnenen Gasproben erlauben den Kohlensäure- und Sauerstoffgehalt des arteriellen und venösen Blutes annähernd zu ermitteln, aber eben nur annähernd, und die Endresultate sind unter Umständen ungenau bis zur Unbrauchbarkeit[24]). Eine Methode ähnlicher Art, die von *Henderson* und *Prince*[25]) angegeben und von *Meakins* und *Davis*[26]) und von *Field, Bock, Gildea* und *Lathrop*[27]) weiter ausgearbeitet wurde, scheint eher Anspruch auf Genauigkeit erheben zu dürfen und zeigt auch gewisse Uebereinstimmung mit der später noch zu beschreibenden Jodaethyl-Methode.

Das Wesentliche an dem dazu benötigten Apparat ist der Vierwegehahn (Gleitventil), der die Möglichkeit bietet, den Mund in rascher Folge mit Zimmerluft, mit der *Haldane*'schen Röhre und mit dem *Plesch*'schen Sack zu verbinden. Das Ventil besteht aus zwei konzentrisch ohne Zwischenraum aufeinander liegenden Kupferplatten, von denen die eine auf der andern gleitet. In der einen Platte befindet sich ein Loch, das mit einem Mundstück verbunden ist, in der andern drei Löcher, von denen das eine mit der Aussenluft, das andere mit einer Röhre, an deren entgegengesetztem Ende sich ein Gummiventil befindet, und das dritte mit einem 3 Liter fassenden Gummisack in fester Verbindung steht. Jedes der drei Löcher kann mit dem Mundstück in Verbindung gebracht werden. Der Sack ist mit O_2 + 5 % oder besser 6 % CO_2 gefüllt. Die Versuchsperson atmet dann so natürlich als möglich durch das Mundstück Zimmerluft; dann wird die bewegliche Platte so gedreht, dass die Röhre vor das Mundstück zu liegen kommt, einmal tief ausgeatmet und rasch wieder gedreht, dass der Gummisack mit dem Mundstück in Verbindung steht. Während 10—15 Sekunden atmet die Versuchsperson vier- bis fünfmal so tief als möglich in den Sack ein und aus. Nach einer letzten tiefen Exspiration wird die Platte gedreht, so dass die Luft im Sack abgeschlossen ist. Eine Luftprobe von der ersten tiefen Exspiration in die Röhre wird auf CO_2 analysiert; das gibt den CO_2-Druck in der Alveolarluft. Ebenso wird die Sackluft analysiert. Die ganze Prozedur wird wiederholt, bis zwei Luftproben aus dem Sack innerhalb eines Fehlers von 0,1 % übereinstimmen. Diese Zahl gibt uns die „venöse" CO_2-Spannung.

---

[24]) *Burwell & Robinson*, Journ. Clin. Investigation I, p. 47; 87, 1924. *Douglas & Haldane*, Journ. of physiol. *56*, p. 69, 1922.
[25]) Journ. Biol. Chem. *32*, p. 325, 1917.
[26]) „*Heart*" 9, p. 191, 1922.
[27]) Journ. Clin. Investigation I, p. 65, 1924.

Die Spannungswerte der „arteriellen" und „venösen" CO_2 werden mit Hilfe der CO_2-Dissoziationskurve für vollständig sauerstoffgesättigtes Blut in Volumprozente des Blutes umgerechnet. Eine empirische Gleichung dieser Kurve heisst:

$y = 0{,}0035x + 0{,}775x + 26{,}2$[28]), wobei x den Druck in mm, Hg und y den CO_2-Gehalt in Volumprozenten bedeutet.

Für die Praxis genügt es jedoch, die Kurve als eine Gerade anzunehmen und die Differenz der beiden CO_2-Spannungen mit dem Faktor 3,33 zu multiplizieren, um die Differenz der beiden Volumprozente zu erhalten. Die pro Minute ausgeatmete CO_2 dividiert durch diese Differenz gibt die Zirkulation (s. oben).

Wie schon angedeutet, zeigen die Resultate dieser Methode eine gute Uebereinstimmung mit der Jodaethylmethode; sie sind aber nur unter einfachen Bedingungen zu erhalten und z. B. bei anormaler CO_2-Dissoziationskurve derart kompliziert und fraglich, dass mit Recht Einspruch dagegen erhoben wird.

Nach den *Fick*'schen Messungen mit den körpereigenen Blutgasen führte ein naheliegender Schritt zur Zirkulationsmessung mit körperfremden Stoffen, namentlich Gasen. An Gasen können nur solche Verwendung finden, deren Löslichkeit im Blut unter allen Umständen gleich ist, d. h. unabhängig von Gesundheitszustand und momentaner Lage oder Tätigkeit des Körpers, wobei die Gasmethoden den Vorzug haben, dass sie ohne Operation ausgeführt werden können und also für den Menschen anwendbar sind.

h. Methode von *Stewart*.

Stewart hat nach einem weiteren Stoff gesucht, dessen Konzentration im Blut genau bestimmt werden konnte und hat NaCl dazu günstig befunden. Im Prinzip gleicht die Methode von *Stewart*[29]) der *Fick*'schen Methode, nur möchte ich sie als gröber bezeichnen. Während einer ganz bestimmten Zeit wird eine bestimmte Menge 1,5 %ige NaCl-Lösung z. B. in die Aorta injiziert und deren Konzentration dann an der Femoralis z. B. mit Hilfe der *Kohlrausch*'schen Widerstandsbestimmung für Elektrolyte gemessen. Es kann sich aber weder um eine gute Verteilung des Chlornatriums handeln, noch um eine genaue

[28]) *Henderson*, Arch. Néerland. de Physiologie 7, p. 378, 1922.
[29]) *Stewart*, Journ. of physiology *22*, p. 159, 1897.

Konzentrationsbestimmung, weshalb auch das jeweilige Endresultat in Frage gestellt wird, ganz abgesehen davon, dass es sich nur um gewisse Mittelwerte handeln kann.

i. *Bornstein*'sche Methode.

Bornstein[30]) mass die Stickstoffausscheidung des Körpers durch die Lunge, indem er die Versuchsperson in ein stickstoffarmes Gas ein- und ausatmen liess. Die ausgeschiedene Stickstoffmenge ist natürlich abhängig u. a. vom Minutenvolumen Blut, das durch die Lunge fliesst. An Hand der veränderten Stickstoffausscheidung, bei veränderter Körpertätigkeit und konstanten sonstigen Faktoren, von denen die ausgeschiedene Stickstoffmenge abhängig ist, können wir deshalb auf verändertes Minute- und Herzschlagvolumen schliessen, natürlich nicht in absoluten, sondern nur in relativen Werten, solange wir den momentanen Stickstoffgehalt des Blutes nicht kennen. Die Stickstoffanalyse soll jedoch der praktischen Verwertung im Wege gestanden sein.

k. Die Untersuchungen von *Krogh* und *Lindhard*.

Die Untersuchungen von *Krogh* und *Lindhard*[31]) und *Kuhn* und *Steuber*[32]) mit *Stickoxydul* waren zwar für die Praxis unzulässig, liessen jedoch verschiedene Schlüsse ziehen für Untersuchungen auf diesem Gebiet. Aus einem Gefäss oder einem kleinen Spirometer wird ein bestimmtes Mass von Stickoxydul in Luft oder Sauerstoff eingeatmet. Der ganze Versuch sollte in 30 bis 40 Sekunden beendet sein, d. h. er darf nicht länger dauern als ein Blutstropfen braucht, bis er im Kreislauf wieder an den Ausgangspunkt zurückgekommen ist. Folgende vier Versuchsphasen sollten in dieser Zeit erledigt werden: 1. mindestens dreimaliges tiefes Ein- und Ausatmen in den Spirometer; 2. eine halbe Exspiration, um Alveolarluft zu erhalten (ist an und für sich schon ungenügend!); 3. Atemstillstand für 10 bis 15 Sekunden, um das Stickoxydul in das Lungenblut diffundieren zu lassen; 4. eine starke Exspiration, von welcher zum zweitenmal Alveolarluft gewonnen wird, um die Stickoxyduldifferenz zu berechnen.

[30]) *Pflüger's* Arch. *132*, p. 307, 1910.
[31]) *Krogh* u. *Lindhard*, Skandinav. Arch. *27*, p. 100, 1912.
[32]) *Kuhn* u. *Steuber*, Zeitschr. f. experiment. Path. u. Therap. *20*, p. 360, 1919.

l. Untersuchungen von *Henderson* und *Haggard*.

Zu gleicher Zeit ungefähr wie obige Arbeit wurden Untersuchungen von *Henderson* und *Haggard*[33]) mit Aether als Atmungsbeigabe veröffentlicht. Die Versuche erstreben die genaue Bestimmung zweier Faktoren: 1. des Betrages an Aether, der pro Minute absorbiert wird; 2. seine Konzentration im arteriellen Blut, mit einem Korrekturfaktor für den Aetherbetrag im venösen Blut.

Dann ist z. B.

$$\frac{\text{absorbierter Aether in 1 Min.}}{\text{Aetherkonzentration in 1 Lit. Blut}} = \text{Zirkulation in Minutenliter.}$$

Faktor 1 wird berechnet, und zwar soll das mit grosser Genauigkeit möglich sein, mit der später noch näher zu beschreibenden Jodpentoxyd-Analyse der Einatmungs- und Ausatmungsluft. Die Differenz der beiden Konzentrationen, multipliziert mit dem Atemvolumen, gibt uns den gesuchten Faktor 1.

Der Bestimmung des Faktors 2 stellen sich verschiedene Schwierigkeiten in den Weg; z. B. ist es ohne Punktion einer Arterie schwierig, die Aetherkonzentration im Blut zu berechnen, da der Verteilungsfaktor des Aethers im Blut 15 mal grösser ist als in der Luft und sich also jeder kleinste Fehler 15 mal vergrössert. Ferner erlaubt uns die rasche Resorption des Aethers keine genauen Analysen der Alveolarluft. Wir müssen ihren Aethergehalt ebenfalls berechnen und zwar mit Hilfe des toten Raumes, wobei auch hier die Zahl 15 die Fehler vervielfacht. Mit Arterienpunktion ist die Methode sehr genau, aber diese gerade soll ja vermieden werden.

m. Wasserstoff-Methode.

Im Gegensatz zu dem zu leicht löslichen Aether bietet der im Blut schwer lösliche Wasserstoff die entgegengesetzten Schwierigkeiten[34]).

n. Aethylen-Methode.

Von Aethylen, das im ganzen gute Analysenwerte ergibt, ist der Verteilungskoeffizient in Luft und Blut zu wenig bestimmt, um genaue Berechnungen damit anstellen zu können[35]).

---

[33]) *Henderson* u. *Haggard*, Americ. Journ. of physiology *73*, p. 193, 1925.
[34]) *Henderson* u. *Haggard*, Americ. Journ. of physiology *73*, p. 203, 1925.
[35]) *Henderson* u. *Haggard*, Americ. Journ. of physiology *73*, p. 204, 1925.

o. Aethyl-jodid.

Durch Zufall stiessen *Henderson* und *Haggard*[36]) auf Jodaethyl. Es zeigte sich, dass diese Substanz, wenn eingeatmet, im venösen Blut nicht mehr auftritt, sondern wahrscheinlich in den Geweben in Natriumjodid und Aethylalkohol zerfällt. Es fällt also ein Korrekturfaktor für das venöse Blut, wie man ihn z. B. beim Aether einsetzen muss, weg.

Zur Berechnung der Zirkulation gilt hier die Formel:

$$\frac{\text{vom Blut aufgenommenes Jodaethyl per Min.}}{\text{Jodaethylgehalt des arteriellen Blutes p. Lit.}} = \text{Zirkulation in Min.-Lit.}$$

Eine Ueberlegung, die von *Henderson* und *Haggard* experimentell als richtig festgestellt wurde, befreit uns von der Punktion einer Lungenvene. Die Oberfläche des Blutes in den Kapillaren der Lunge ist so gross, dass fast jedes Gas sozusagen augenblicklich in der Alveolarluft und im Blut ins Spannungsgleichgewicht kommt. Wissen wir nun, wie die Verteilungskoeffizienten von Jodaethyl in Blut und Luft bei Körpertemperatur sich zu einander verhalten, so brauchen wir nur die Alveolarluft zu analysieren, um den Jodaethylgehalt des Blutes zu bestimmen. Obige bestimmten diese Koeffizienten mit verschiedenen Methoden und fanden, für die praktischen Versuche genügend, die Zahl 2 : 1 = Verteilungskoeffizient im Blut: Vert.-Koeff. in Luft. Entsprechend diesem Verhältnis der Verteilungskoeffizienten tritt bei Körpertemperatur das flüchtige Jodaethyl in das Lungenblut über, während der Jodaethylgehalt der Alveolarluft nach *Henderson* und *Haggard* (s. oben) konstant bleibt.

Interessehalber und zur Prüfung der Verwertungsmöglichkeiten des Differentialsphygmographen, der später beschrieben werden soll, wurde eine Schlagvolumenmessung mit Jodaethyl angestellt. In der Versuchsanordnung hielten wir uns im grossen und ganzen an die Angaben von *Henderson* und *Haggard* (s. oben) und *Mobitz* und *Grosse*, nur wurden die Ausmasse der Apparatur, entsprechend der geringen Atemvolumina der Kaninchen, ca. 10 mal verkleinert.

[36]) Ebendas. *73*, p. 211, 1925.

Experimenteller Teil.

Es folgt zunächst eine Reihe von Versuchsprotokollen von Schlagvoluminabestimmungen nach *Fick*, da solche Bestimmungen zur Eichung unserer eingangs erwähnten Kurven angewandt wurden. Ferner ein Protokoll eines Versuches gleichzeitiger Bestimmung des Schlagvolumens nach der *Fick*'schen Methode und der Jodaethylmethode nach *Henderson* und *Haggard*, die beide an *einem* Versuchstier vorgenommen wurden. Warum gerade die Jodaethylmethode noch beigezogen wurde, soll später im weitern dargelegt werden. Endlich soll ausführlich berichtet werden, wie es gelungen ist, den zeitlichen Ablauf der Stromstärkenkurve des Blutes während der einzelnen Phasen des Herzschlages zu registrieren, wie mit Hilfe einer Schlagvolumenmessung nach *Fick* die absoluten Grössen der Stromstärken gemessen werden und welche Aussichten sich für die Verwendung dieser Stromstärke- und Schlagvolumenmessung zu klinischen Zwecken eröffnen.

Versuchsprotokolle von Schlagvolumenmessungen nach *Fick*.

1. Kaninchen: 2650 gr
Barometerstand: 755 mm
Zimmertemperatur: 22,5° C

Narkose: Urethan intravenös
Pulsfrequenz: 200 pro Minute
Eingeatmetes Minutenvolumen: 0,594 Liter
Reduziert auf 0°, 760 mm: 0,529 Liter
Analyse der Exspirationsluft:
CO_2: 2,12 %
O_2: 13,7 %
N_2: 84,18 %

Analyse der Inspirationsluft:

CO_2: 0,04 %
O_2: 20,90 %
N_2: 79,06 %

Berechnung des O_2-Volumens in der Inspirationsluft, die einem Liter Exspirationsluft entspricht, an Hand des Verhältnisses zum gleichbleibenden N_2-Gehalt:

$$\frac{20,9}{79,06} = \frac{x}{84,18} = x = 22,25$$ Volumeneinheiten O_2 in der Exspirationsluft.

Die gleiche Berechnung für CO_2 ändert dessen Gehalt praktisch nicht.

Berechnetes Inspirationsvolumen:

CO_2: 0,04 cm³
O_2: 22,25 cm³
N_2: 84,15 cm³
106,44 cm³

Verbrauchter O_2: 22,25
−13,70
8,55 cm³ pro 106,44 cm³ Inspirationsvolumen.

Verbrauchter O_2 pro 100 cm³ Inspirationsvolumen:

$$\frac{8,55 \cdot 100}{106,44} = 8,03 \text{ cm}^3$$

Arterio-venöse O_2-Differenz pro cm³ Blut, reduziert auf 0°, 760 mm Druck und Trockenheit: 0,199 cm³

Minutenvolumen, nach der Formel:

$$\frac{\text{aufgenommener } O_2 \text{ pro Min.}}{\text{Arterieller } O_2 - \text{venöser } O_2 \text{ im cm}^3 \text{ Blut}} = \text{Zirkulation:}$$

$$\frac{80,3 \cdot 0,53}{0,119} = 357,6 \text{ cm}^3$$

Schlagvolumen: *1,79 cm³*

2. Kaninchen: 2400 gr

Barometerstand: 744 mm
Zimmertemperatur: 22° C

Narkose: Urethan intravenös.
Pulsfrequenz pro Minute: 340
Eingeatmetes Minutenvolumen: 0,42 Liter
Reduziert auf 0°, 760 mm Druck: 0,37 Liter

Analyse der Exspirationsluft:

CO_2: 4,09 %
O_2: 14,62 %
N_2: 81,29 %

Analyse der Inspirationsluft:

CO_2: 0,04 %
O_2: 20,9 %
N_2: 79,06 %

Theoretischer Gehalt der Inspirationsluft:

$$\frac{20{,}9 \cdot 81{,}29}{79{,}06} = 21{,}48 \text{ Volumina } O_2$$

O_2: 21,48 cm^3
CO_2: 0,04 cm^3
N_2: 81,29 cm^3

102,81 cm^3 = berechnetes Inspirationsvolumen.

Verbrauchter O_2: 21,48
−14,62

6,86 cm^3 pro 102, 81cm^3 Inspirationsvolumen.

Verbrauchter O_2 pro 100 cm^3 Inspirationsvolumen:

$$\frac{6{,}86 \cdot 100}{102{,}81} = 6{,}67 \text{ } cm^3$$

Arterio-venöse O_2-Differenz, reduziert auf 0°,760 mm. Druck: 0,0467 cm^3.

Minutenvolumen: $\frac{66{,}7 \cdot 0{,}37}{0{,}0467} = 528{,}5 \text{ } cm^3$

Schlagvolumen: *1,5 cm^3*

3. Kaninchen: 2500 gr

Barometerstand: 740 mm
Zimmertemperatur: 22° C

Narkose: Urethan intravenös
Pulsfrequenz pro Minute: 192
Eingeatmetes Minutenvolumen: 0,92 Liter
Reduziert auf 0°, 760 mm: 0,81 Liter

Analyse der Exspirationsluft:
CO_2: 2,65 %
O_2: 17,20 %
N_2: 80,15 %

Analyse der Inspirationsluft:
CO_2: 0,96 %
O_2: 20,94 %
N_2: 78,10 %

Theoretischer Gehalt der Inspirationsluft:

$$\frac{20{,}94 \cdot 80{,}15}{78{,}1} = 21{,}49 \text{ Volumina } O_2$$

O_2: 21,49 cm^3
CO_2: 0,96 cm^3
N_2: 81,29 cm^3

103,74 cm^3 = berechnetes Inspirationsvolumen.

Verbrauchter O_2: 21,49
—17,2

4,29 cm^3 pro 103,74 cm^3 Inspirationsvolumen.

Verbrauchter O_2 pro 100 cm^3:

$$\frac{4{,}29 \cdot 100}{103{,}74} = 4{,}13 \text{ cm}^3$$

Arterio-venöse O_2-Differenz, reduziert auf 0°, 760 mm Druck: 0,088 cm^3.

Minutenvolumen: $\frac{41{,}3 \cdot 0{,}81}{0{,}088} = 380{,}1 \text{ cm}^3$

Schlagvolumen: *1,9 cm^3*

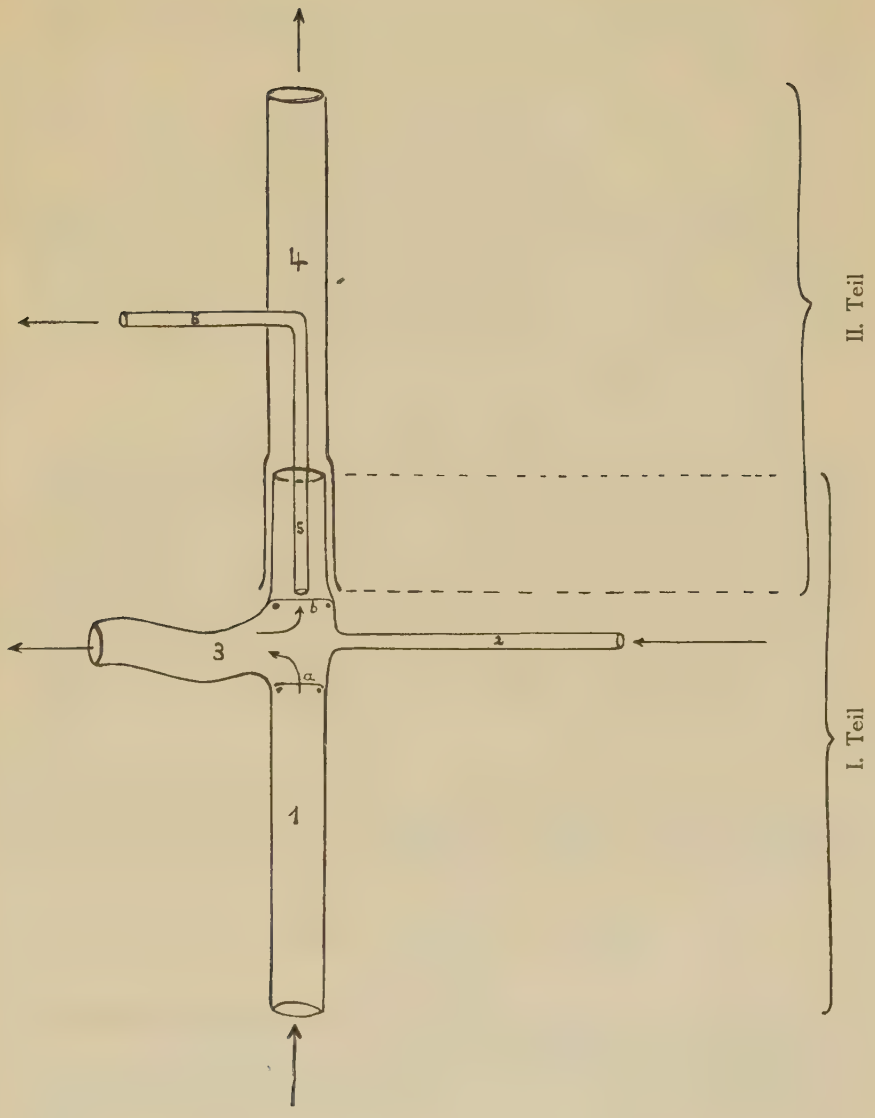
Die Luftgasanalysen wurden vorgenommen mit Hilfe des Gasanalysenapparates nach *Haldane*, in dem O_2 durch Pyrogallol und CO_2 durch Kalilauge absorbiert resp. gebunden wird und die jeweilige Druckdifferenz als abgegebenes Volumen abgelesen wird.

Der Sauerstoffgehalt der Blutproben wurde im *Barcroff*'schen Apparat bestimmt. In diesem Apparat wird direkt die Differenz des O_2-Druckes in venösem und arteriellem Blut abgelesen, nachdem der Sauerstoff aus den beiden Blutproben in die beiden Rohre eines Nelkenölmanometers durch Ferricyankalium ausgetrieben wurde. Der vorher geeichte Apparat erlaubt ein Ablesen in Kubikzentimetern.

Schlagvolumenbestimmung mit Jodaethyl.

Wir verwandten ein Kaninchen von 2050 g Gewicht. Das mit Urethan narkotisierte Tier atmete aus einem 100 Liter fassenden Spirometer, worin 0.3 ccm Jodaethyl verflüchtigt war, durch ein noch näher zu beschreibendes, direkt in die Trachea eingebundenes Ventil. Das Ventil hat vor allem den Zweck, die Alveolarluft von der Exspirationsluft zu trennen, und erfüllt diese Aufgabe auf folgende Weise:

Wie aus Fig. 1 ersichtlich ist, besteht das Ventil, das wir verwandten, aus zwei Teilen, beide aus Glas. Teil I können wir als Einatmungs-, Teil II als Ausatmungsteil bezeichnen. Beide Teile passen natürlich mit eingeschliffenem Konus aufeinander. Durch das Rohr 1 wird aus dem Spirometer eingeatmet. Die Luft und das Jodaethylgas streichen um ein Condomgummiblättchen a herum, das nur an zwei Stellen seiner Peripherie an dem Glas festgeklebt ist. Das Rohr 3 wird als Trachealkanüle möglichst tief in die Trachea eingebunden, dadurch den schädlichen Raum möglichst verkleinernd; er beträgt im Ventil selber höchstens 1.0 ccm. Die Ausatmungsluft kann nur zwischen der Glaswand und dem Gummistückchen b passieren, das gleichzeitig durch den Druck des Luftstromes das Röhrchen 5 abschliesst (*Mobitz* und *Grosze*), und geht daher durch das Rohr 4, das mit der Sammelflasche für Exspirationsluft verbunden ist. Die Inspiration bewirkt das Rückziehen der Membran b, also die Freigabe des Einganges in Röhrchen 5, und die letzte über der geschlossenen Membrane b stehende Exspirationsluft, die praktisch Alveolarluft ist, wird durch das Röhrchen 5 in die Alveolarlufttube abgesogen, da durch Röhrchen 1, das ebenfalls mit der Alveolarlufttube in Verbindung steht, sich der negative Druck in der Ventil-



Glas-Ventil (natürliche Lichtweite)

Fig. 1

kammer auf diese Tube überträgt. Mit eingeschaltetem Sperrwasser wird das Durchstreifen der Alveolarluft kontrolliert. Zwei mit Quecksilber gefüllte kommunizierende Gefässe dienen zum Absaugen der Gasproben.

Die quantitative Jodaethylbestimmung der Inspirations-, der Exspirations- und der Alveolarluft geschieht folgendermassen:

Die einzelnen Gasproben werden 6 Minuten lang durch ein mit 40 g Jodpentoxyd und Glaswolle abwechselnd schichtenweise gefülltes U-Rohr, bei 160°—180° im Oelbad, durchgesaugt. Am besten wird Tag und Nacht Aussenluft durchgesaugt, mit einer Geschwindigkeit von $^{8}/_{4}$ Liter pro Min. bei konstanter Temperatur.

Nach der Gleichung:

$$10\ C_2\ H_5\ J + 13\ J_2\ O_5 = 20\ CO_2 + 25\ H_2O + 36\ J.$$

wird Jod frei, das in einer dem U-Rohr nachgelagerten 10%igen Jodkalilösung aufgefangen und nachher mit Natriumthiosulfat filtriert wird. Bevor das U-Rohr gebrauchsfertig ist, muss bei 250° im Oelbad, ein konstanter Luftstrom von obiger Geschwindigkeit solange hindurchgeleitet werden, bis bei 160° nur noch kleine Mengen Jod abgegeben werden, d. h. bis die Jodkalilösung sich nur ganz unmerklich gelb verfärbt; es soll höchstens soviel Jod frei werden, als $^{1}/_{10}$ cm³ der Natriumthiosulfatlösung entspricht.

Nehmen wir nun an, es werde ein Jodgehalt vom Vol. x pro Minute eingeatmet, ein solcher vom Vol. y ausgeatmet, im Liter arteriellen Blutes befinde sich jedoch das Vol. 2 z, resp. im Liter Alveolarluft das Vol. z, so haben wir die Zirkulation nach der Gleichung:

$$\frac{x - y}{2\ z} = \text{Zirkulation in Min.-Lit.}$$

Es sei daran erinnert, dass der Faktor 2 der Verteilungskoeffizient des Jodaethyls für Blut und Luft ist.

Dividieren wir die Zirkulation durch die Pulsfrequenz, so erhalten wir das Schlagvolumen.

Versuchsprotokoll vom 3. Februar 1927.

Kaninchen: 2050 gr
Barometerstand: 755 mm
Zimmertemperatur: 20° C
Narkose: Urethan intravenös
Pulsfrequenz: 280 pro Min.
Eingeatmetes Minutenvolumen: 0,7 Liter
Reduziert auf 0°, 760 mm: 0,633 Liter

a) Berechnung des Schlagvolumens nach *Henderson* und *Haggard*:

Jodzahl Alveolarluft:	311
Jodzahl Exspirationsluft:	382
Jodzahl Inspirationsluft:	665

Hiebei bedeutet „Jodzahl" die Menge der zum Titrieren gebrauchten Natriumthiosulfatlösung, die wir auch direkt an Stelle des Prozentgehaltes an Jodaethyl in die Formel zur Berechnung des Minutenvolumens einsetzen dürfen, da das Verhältnis des Jodaethylgehaltes auch so ausgedrückt werden kann. Also:

$$\text{Minutenvolumen: } \frac{(665-382)\ 0.7}{311\ .\ 2} = 318.5\ \text{cm}^3$$

$$\text{Schlagvolumen: } 318.5 : 280 = 1.14\ \text{cm}^3.$$

b) Berechnung des Schlagvolumens nach *Fick*:

Analyse der Exspirationsluft:

CO_2: 2,05 %
O_2: 18,19 %
N_2: 79,76 %

Die Inspirationsluft war Aussenluft mit bekannten Werten.

Berechnung des Inspirationsvolumens an O_2, das einem Liter Exspirationsluft entspricht, darauf beruhend, dass der N_2-Gehalt gleich bleibt:

$\frac{20,93}{79,04} = \frac{x}{79,76}$, wobei x der O_2-Gehalt der Inspirationsluft in absoluten Massen ist.

$$x = 211,1\ \text{cm}^3$$

Verbrauchter Sauerstoff: 211,1
—181,9
29,2 cm^3

Arterio-venöse O_2-Differenz

Reduziert auf 0^0, 760 mm: 0,0738 cm^3

$$\text{Minutenvolumen: } \frac{29{,}2 \cdot 0{,}633}{0{,}0738} = 250{,}4 \text{ } cm^3 \text{ Blut}$$

Schlagvolumen: *0,89 cm^3*

Die Uebereinstimmung der Resultate ist nicht sehr gut. Die nicht besonders gute Uebereinstimmung beruht wohl auf der auch schon von anderen Autoren betonten Tatsache, dass die Jodaethylmethode aus noch nicht vollständig geklärten Gründen vorläufig noch nicht den gleichen Anspruch auf Richtigkeit des Resultates erheben kann wie die *Fick*'sche Methode.

Die vielen Methoden zur Bestimmung der Blutgeschwindigkeit in einer Arterie gaben keine befriedigenden Resultate. Teils waren sie zum vorneherein dazu bestimmt, nur Näherungswerte zu liefern, teils versagten die Registrierinstrumente.

Brömser hat mit seinem *Differentialsphygmograph* diese Schwierigkeiten beheben können. Sein Prinzip ist dem der *Pitot*'schen Röhrchen (s. oben) verwandt und beruht darauf, dass durch ein Hindernis in der Strombahn eine Stauung hervorgerufen wird, die sich ausdrückt in einem Ueberdruck oder Stau vor und einem Unterdruck oder Sog hinter dem Hindernis. Die Differenz der Drucke zwischen Stau und Sog ist abhängig von der Strömungsgeschwindigkeit. Das erste Modell eines Differentialsphygmographen bestand aus einem Keil als Strombahnhindernis und zwei mit einander verbundenen Pelotten, die eine vor, die andere hinter dem Hindernis. Die Pelotten waren drehbar um eine Achse parallel der Strombahn und um eine solche senkrecht zur Strombahn und in der gleichen Ebene mit der Strombahn und der ersten Achse liegend. Die Ausschläge als Drehungen um die erste Achse geben die Summe des Blutdruckes vor und hinter dem Keil und schreiben optisch registriert ein Sphygmograph, da sich die Wirkungen des Staus und des Sogs auf die Bewegungen um diese Achse gegenseitig aufheben. Die Ausschläge um die zweite Achse bedeuten die Differenz der beiden genannten Drucke und schreiben, z. B. optisch registriert, Geschwindig-

keitskurven. Mit einem solchen Apparat können nur von blossgelegten Arterien Druck- und Geschwindigkeitskurven gewonnen werden. Da es aber nie ganz möglich war, ohne mühsames Ausprobieren die beiden Pelotten mit genau der gleichen Kraft auf die Gefässwand aufzudrücken, was zum Erzielen einer Geschwindigkeitskurve nötig ist, wurde diese Art der Registrierung verlassen und mit der *Sendekapsel* die Bewegungen der unveränderten Gefässwand vor und hinter der Stauung registriert. Die Sendekapsel besteht aus einer zusammengedrückten hohlen Halbkugel, die durch eine Scheidewand in zwei Hälften geteilt ist. Zu beiden Seiten der Scheidewand, die als Hindernis in ein Gefäss eingedrückt wird, ist die Kapsel dachfirstförmig abgeschrägt und mit einer dünnen Gummimembran überzogen, die die Bewegungen der Gefässwand nicht beeinflusst. Die beiden Räume der metallenen Sendekapsel sind durchbohrt und mit je einem Ansatzrohr versehen, von denen zwei Gummischläuche zu einer Registrierkapsel führen, die folgende Konstruktion zeigt:

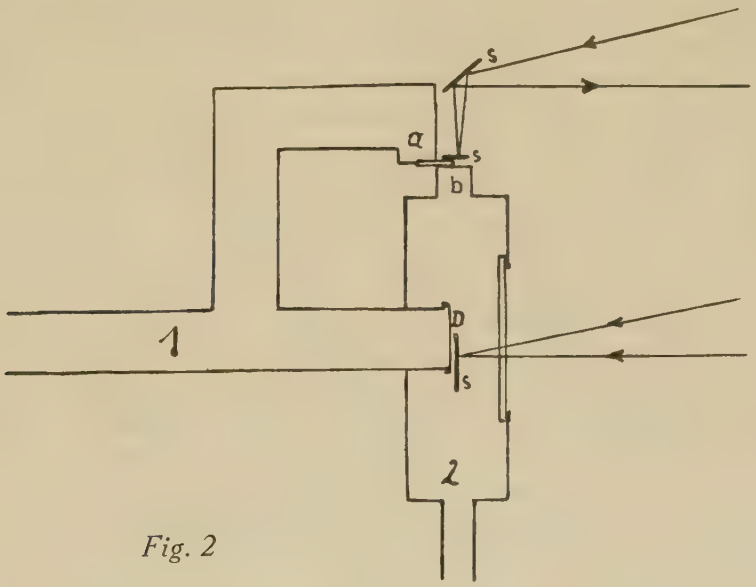


Fig. 2

Die beiden Räume 1 und 2 stehen mit den beiden Hälften der Sendekapsel in Verbindung und sind bei D durch eine dünne Gummimembran getrennt, deren Bewegungen durch die *Differenz* der Volumschwankungen in den Räumen 1 und 2 hervorgerufen wird. Diese Volumschwankungen sind abhängig von dem Druck bei Stau und Sog,

so dass also der Spiegel S an der Membran D durch die durchsichtige Vorderwand hindurch Geschwindigkeitskurven optisch registriert.

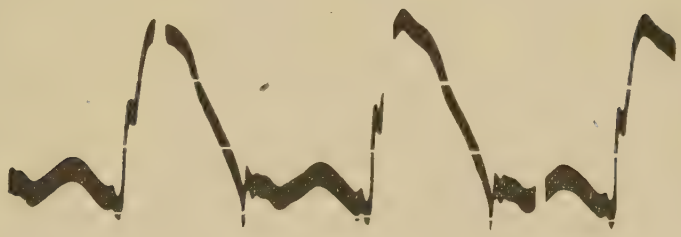
Die Summe der Drucke vor und hinter dem Strombahnhindernis wird von zwei den Räumen 1 und 2 angegliederten *Frank*'schen Kapseln a und b aufgenommen und registriert, wie aus Fig. 2 ersichtlich ist. Die Bewegungen eines den beiden Membranen von a und b gemeinsam aufliegenden Celluloidblättchens, welches durch die Ausbauchungen der Membranen gleichsinnig gedreht wird, werden über Spiegel ebenfalls mittels eines photographischen Kymographions aufgenommen. Man erhält ein Sphygmogramm.

Dass die Kurven wirklich Geschwindigkeitskurven sind, und dass das Stau den ungefähr gleichen positiven Wert darstellt wie der negative vom Sog, wurde experimentell nachgewiesen.

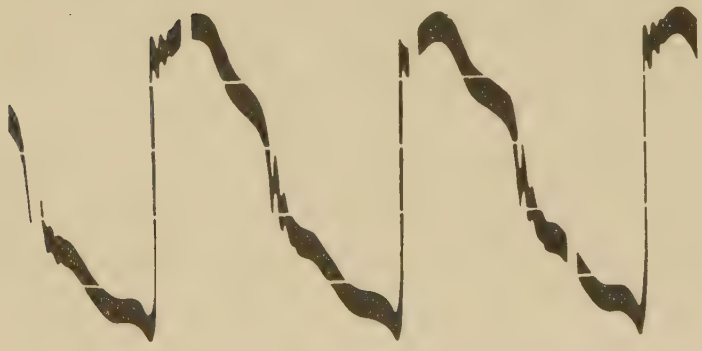
Wie aus Fig. 3 ersichtlich ist, werden die Druck- und Geschwindigkeitskurven gleichzeitig aufgenommen; dies setzt uns in den Stand, die Geschwindigkeitskurven in einem Koordinatensystem festzulegen. Aus Versuchen von *Brömser* zur Prüfung seines Differentialsphygmographen ergab sich — was *Frank* theoretisch schon als notwendig gefolgert hatte (der Puls in den Arterien S. 490) —, dass die Geschwindigkeit in der Aorta kurz vor dem Aortenklappenschluss negativ wird und dass die Geschwindigkeitskurve am gleichen Ort schneidet, wie die durch den kurz vor der Inzisur in der Druckkurve deutlich sichtbaren Knick gezogene Ordinate. Bei übereinander und gleichzeitig aufgenommenen Kurven kann daher leicht die Nullinie der Geschwindigkeitskurve aus der Druckkurve ermittelt werden. Die Geschwindigkeitskurve umschreibt nun in einem Koordinatensystem eine Fläche, die wir gleich dem Schlagvolumen des linken Ventrikels setzen können. Den absoluten Wert, in Kubikzentimetern, für das Schlagvolumen können wir mit Hilfe der ausführlich beschriebenen *Fick*'schen Methode am Versuchstier oder der ebenfalls angeführten *Henderson-Haggard*'schen Methode mit Jodaethyl erhalten. Diese letztere Methode wird wohl auch die geeignete sein zur Eichung von am Menschen gewonnenen Geschwindigkeitskurven. Wir bestimmten das Schlagvolumen an einer Katze nach *Fick* unter vorheriger Aufnahme von Druck- und Geschwindigkeitskurve der Aorta ascendens mit dem Differentialsphygmograph. Der für das Schlagvolumen gewonnene Wert ermöglicht uns, die Stromstärke in jedem Moment des Herzschlages zu errechnen: Eine der gewonnenen Druck- und Geschwindigkeitskurven zeigt Fig. 3.

Pulsfrequenz: 185/min.
Pulsdauer: 0,322/min.

Katze 5000 gr.



Minutenvolumen nach *Fick*: 540 cm^3
Schlagvolumen: 2,9 cm^3, 1″=26,1 cm.



Maximaler Druck: 18,8 cm Hg
Minimaler Druck: 16 cm Hg

Fig. 3

Mit dem Differentialsphygmographen an der Aorta ascendens einer Katze aufgenommene Druck- und Geschwindigkeitskurven.

Die absolute Höhe des Drucks wurde durch gleichzeitige Registrierung des Drucks mittels eines *Brömser*'schen Hebelplattenmanometers festgestellt und die gefundenen Werte in die mit dem Differentialsphygmographen gewonnenen Druckkurven eingetragen. Druck und Geschwindigkeitskurve wurden sodann auf Millimeterpapier kopiert. Die Nullinie der Geschwindigkeitskurve wurde in der angegebenen Art dadurch ermittelt, dass durch den kurz vor der Inzisur in der Druckkurve erkenntlichen Knick eine senkrechte Ordinate und durch den Schnittpunkt dieser Ordinate mit der Geschwindigkeitskurve die Nullinie gezogen wurde. Die von der Geschwindigkeitskurve und der O-Linie während eines Pulses umschriebene Fläche wurde mit dem Planimeter gemessen und der gefundene Flächeninhalt gleich dem nach *Fick* bestimmten Schlagvolumen gesetzt. Durch Division des Flächeninhaltes durch das mit der Filmgeschwindigkeit multiplizierte Schlagvolumen erhält man die Ordinatenhöhe der Geschwindigkeitskurve, die einer Stromstärke von einem cm^3/sec. entspricht. Somit kommt man für Geschwindigkeitskurve zur Kenntnis der absoluten Werte und kann in die Kurven Eichungslinien eintragen, die es gestatten, den absoluten Wert von Druck- und Stromstärke zu jedem beliebigen Zeitpunkt anzugeben. Das Resultat in dieser Form wird durch Fig. 4 dargestellt:

Mittlere Ordinate = 2,05 cm = 9,02 cm³/sec.

Schlagvolumen: 2,9 cm³, 1″ = 26,1 cm. Pulsdauer = 0,322″.
Inhalt der von der Stromstärkekurve
umschriebenen Fläche = 17,2 cm²

Mittlere Ordinate = 5,3 cm über 16,0 = 17,3 cm Hg.
= 2,31 × 10⁵ dynen/cm²

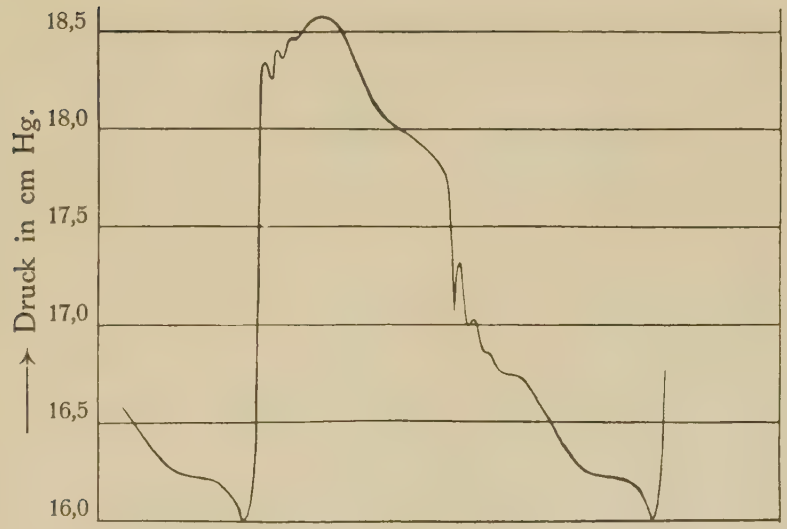


Fig. 4

Resultat der Eichung der gewonnenen Kurven durch absolute Druckmessung und Bestimmung des Schlagvolumens.

Eine Diskussion der gewonnenen Kurven liegt ausserhalb des Rahmens dieser Arbeit. Jedenfalls geben sie in vieler Hinsicht durchaus neuartige Aufschlüsse über die Dynamik des Kreislaufs. Da der Differentialsphygmograph an der uneröffneten Arterie angelegt werden kann, besteht die Möglichkeit, ihn an oberflächlichen Arterien des Menschen ohne irgend einen Eingriff anzulegen. Tatsächlich gelingt es z. B. leicht, mit ihm Geschwindigkeits- und Druckkurven von der menschlichen radialis zu gewinnen. Die Aufnahme solcher Kurven und die gleichzeitige Bestimmung des Schlagvolumens nach *Henderson* und *Haggard* erscheint in den Bereich der Möglichkeit gerückt. Dadurch würden ähnliche Aufnahmen, wie sie hier am Tier angestellt wurden, deren Bedeutung ausschliesslich auf dem Gebiet der physiologischen Forschung liegt, auch vom Menschen gewonnen werden und für Zwecke der Kreislaufdiagnostik in Frage kommen.

Zum Schluss spreche ich Herrn Prof. *Brömser* und den Assistenten des Basler Physiologischen Institutes, den Herren Dr. *Fasold* und Dr. *Reisinger*, für die vielfache Hilfe bei dieser Arbeit meinen besten Dank aus.

Curriculum vitae.

Ich, *Fritz Hans Jourdan*, geb. 14. Oktober 1902 als Sohn des Friedrich Jakob Jourdan und der Frau Emma geb. Weber, besuchte die Primarschule und das untere und obere Gymnasium in Basel. In meinem dritten Lebensjahr ungefähr erwarb mein Vater, der von Liestal stammte, das Bürgerrecht der hiesigen Stadt für sich und seine Familie. Im Frühjahr 1921 immatrikulierte ich mich an der Universität Basel an der medizinischen Fakultät. Schon in den ersten Semestern vermisste ich trotz Seziersaal und Laboratorien eine intensivere praktische Betätigung, die ich dann glücklich am neueröffneten zahnärztlichen Institut ausüben konnte. An diesem Institut bestand ich auch im Herbst 1926 das zahnärztliche Staatsexamen, um im nachfolgenden Semester an der vorliegenden Dissertation zu arbeiten. Jeden der Herren Lehrer und Professoren, deren Zahl zu gross ist, um sie einzeln zu nennen, von denen aber jeder einen gewissen Einfluss auf mich und meinen Studiengang ausgeübt hat, werde ich zeitlebens dankbar in guter Erinnerung behalten.